

## ESTUDO DE ÍNDICES HEMODINÂMICOS OBTIDOS POR ESTIMATIVA ESPECTRAL, EM TEMPO REAL, DE SINAIS DOPPLER ULTRA-SÔNICOS

C. F. M. Vasconcelos<sup>1</sup>, M. H. B. Vieira<sup>2</sup>, F. S. Schlindwein<sup>3</sup> e D. M. Simpson<sup>1</sup>

**RESUMO** -- Índices hemodinâmicos, obtidos através do sinal de ultra-som Doppler, visam quantificar a dinâmica do fluxo sanguíneo a cada batimento. Os valores obtidos, porém, dependem da escolha do método de cálculo e de alguns parâmetros; a variabilidade resultante é investigada neste trabalho. Inicialmente, é apresentado o sistema desenvolvido, o qual permite estimar e exibir, em tempo-real, o espectro de potência de sinais Doppler ultra-sônicos na forma de sonograma. A entrada do sistema é formada por sinais Doppler em quadratura, fornecidos por um equipamento ultra-sônico de onda contínua. Este sistema é formado por uma placa com circuitos para detecção direcional heterodina, filtragem e amplificação, uma placa de processamento, baseada no processador digital de sinais TMS 320C25, e um microcomputador padrão IBM-PC 386. A placa de processamento é responsável pela aquisição e estimativa espectral do sinal Doppler, tanto por transformada rápida de Fourier (FFT) como por modelagem auto-regressiva (AR). O sistema permite armazenar em disco trechos do sonograma para cálculo "off-line" dos seguintes índices hemodinâmicos: Índice de Pulsatilidade (PI), Índice de Resistência Periférica (RI) e Índice de Alargamento Espectral (SBI). A definição deles é baseada em envelopes de frequência, calculados através de um limiar de densidade de potência, escolhido pelo usuário, que define a frequência máxima de cada espectro. Os gráficos de PI e RI em função deste limiar apresentam um platô estável, onde o envelope também se mostrou visualmente aceitável. O gráfico de SBI não mostra tal platô, decrescendo com o aumento do limiar. Uma técnica de determinação automática do limiar foi implementada e, em geral, fornece níveis de limiar perto do início da faixa de platô para PI e RI. A fim de investigar a repetibilidade dos resultados, 5 sonogramas de 20 s de duração foram colhidos em duas artérias distintas (carótida comum direita e braquial direita) de indivíduos adultos normais. Os índices para cada batimento foram comparados usando-se o método estatístico de análise de variância (ANOVA) e, em todos os pacientes, diferenças estatísticas ( $p < 10\%$ ) foram encontradas entre os blocos de dados. Finalmente, os índices calculados por FFT e modelagem AR foram comparados usando-se o teste 't' e apresentaram diferenças significativas ( $p < 10\%$ ), porém suas séries temporais são parecidas. Embora o valor do nível de limiar possa ser estimado automaticamente, os índices parecem ser intrinsecamente variáveis e devem ser tratados com cuidado.

**Palavras-chave:** Ultra-som Doppler, Processamento de Sinal, Índices Hemodinâmicos.

<sup>1</sup> Programa de Engenharia Biomédica - COPPE - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Cx. Postal 68510, CEP 21945-910, RJ, Brasil. E-mail: fred@serv.peb.ufrj.br - david@serv.peb.ufrj.br

<sup>2</sup> Escola Técnica Federal do Ceara, Avenida Treze de Maio, 2081, Benfica, Fortaleza-CE.

<sup>3</sup> University of Leicester, Department of Engineering, University Rd., Leicester LE1 7RH, UK. E-mail: fss1@le.ac.uk

## INTRODUÇÃO

A técnica de ultra-som Doppler é bastante utilizada no estudo do fluxo sanguíneo por ser um exame de fácil realização, rápido e não invasivo, além de permitir uma avaliação dinâmica do fluxo sanguíneo. O funcionamento dos velocímetros Doppler baseia-se na detecção do desvio de frequência de um feixe ultra-sônico que é espalhado por células sanguíneas que estão se movendo em relação ao transdutor ultra-sônico. Este desvio em frequência é proporcional à velocidade do alvo em movimento e é obtido pela demodulação do sinal refletido. Os equipamentos Doppler modernos operam a uma frequência ultra-sônica na faixa de 2 a 20 MHz, dependendo do tipo de aplicação. Para os valores de velocidade do sangue típicos em artérias humanas, o desvio Doppler, também chamado de sinal Doppler, é formado por frequências na faixa de áudio, isto é, até 20 kHz.

Uma das maneiras mais simples de se analisar o sinal Doppler é subjetiva, através da ausculta do sinal pelo angiologista e do reconhecimento do padrão sonoro do fluxo sanguíneo normal. Além disso, muitos velocímetros Doppler exibem de alguma forma, a variação do fluxo sanguíneo durante o ciclo cardíaco, o que pode ser avaliado visualmente. Por outro lado, análises objetivas normalmente são baseadas em parâmetros extraídos das curvas de velocidade do sangue, resultando a independência do observador e facilitando a comparação entre pacientes e seu acompanhamento.

Existem várias maneiras de se obter a curva de velocidade sanguínea a partir da estimativa de uma frequência do sinal Doppler, tais como: detector de cruzamentos por zero (Lunt, 1975), *Phase Locked Loop* - PLL (Guestrin, 1986), seguidores de frequência ponderada (Kassam *et alii* 1982), frequência média (Greene *et alii*, 1982) e frequência máxima (Gosling *et alii* 1969). Através da estimativa do espectro de potência do sinal Doppler em tempo-real, as características do fluxo sanguíneo podem ser analisadas de forma mais adequada, pois consegue-se representar a distribuição de velocidades, além de sua variação com o tempo (Evans *et alii*, 1989). A estimativa espectral de um sinal pode ser realizada por várias técnicas (Kay e Marple, 1981). Embora a técnica de FFT seja bastante utilizada, a modelagem AR pode apresentar algumas vantagens na estimativa espectral de sinais Doppler com pouca estacionariedade (Schlindwein e Evans, 1989). A maneira mais utilizada de se mostrar o espectro de potências do sinal Doppler é através do sonograma, um gráfico pseudo tri-dimensional onde o tempo é mostrado no eixo horizontal, a frequência do sinal Doppler no eixo vertical e a potência (ou amplitude) de cada de frequência do sinal é representada por uma escala de cores ou tons de cinza. A Figura 1 mostra o sonograma de uma artéria carótida comum.

No item Materiais e Métodos, o sistema desenvolvido e usado neste trabalho para a estimativa espectral em tempo-real será descrito, de forma resumida. Em seguida são apresentados resultados do estudo de variabilidade de índices hemodinâmicos em função de métodos e de parâmetros escolhidos nos seus cálculos.

## MATERIAIS E MÉTODOS

### Descrição do sistema

O sistema pode ser dividido em duas partes: A primeira, formada pelo "hardware", que abrange todos os circuitos e equipamentos utilizados para o condicionamento, aquisição e processamento dos sinais Doppler. A segunda consiste no "software", formado pelas rotinas de

aquisição e processamento dos sinais Doppler, rotinas de exibição gráfica do sonograma e cálculo de índices hemodinâmicos, providenciando também uma interface amigável com o usuário.

**Descrição do "hardware"** -- Foi desenvolvida uma placa condicionadora, que contém os circuitos de detecção direcional heteródina, filtragem e amplificação do sinal Doppler (Schlindwein *et alii*, 1994; Vasconcelos, 1994). O sistema usa uma placa de desenvolvimento, baseada no processador DSP TMS320C25 (Texas Instruments). Estas placas são conectadas ao barramento num "slot" de um microcomputador - um IBM-PC AT 386 SX 33 MHz se mostrou adequado. O sinal Doppler é gerado por um velocímetro de onda contínua 806-A (Parks Electronics Lab., USA) com frequência de aproximadamente 10 MHz e que possui saída em dois canais em quadratura, com frequências até 5 kHz (Vasconcelos, 1994). A partir dos sinais em quadratura, que contém a informações a respeito da direção do fluxo nos seus relativos ângulos de fase, o circuito detector gera um único sinal heteródino: as frequências negativas (fluxo reverso) e positivas (fluxo direto) são deslocadas em frequência e se encontram abaixo e acima, respectivamente, de uma frequência portadora. Como o sinal heteródino possui as informações direcionais em frequência e não mais na sua fase, pode ser gravado em fitas cassete (Vasconcelos, 1994). Para uma portadora de 2 kHz, a banda de frequências dos sinais heteródinos encontra-se aproximadamente na faixa de 100 Hz a 7 kHz (Vasconcelos, 1994).

## Options:

- A: Acquisition and real-time Doppler processing
- B: Show most recent buffer (2.5 screens)
- C: Calculation of flow parameters (PI, RI e SBI)
- E: Show envelope frequency
- F: Freeze
- I: Increase threshold to find fmin and fmax (D: Decrease threshold)
- P: Program anti-aliasing filter
- W: Write buffer to file (R: Read file to buffer)
- 1 ... 5: Change sampling frequency (2.56 ... 40.96 KHz)
- +: Increase amplitude scale (-: Decrease)
- Q: Quit

## Amplitude/Colours

- 0
- 1
- 2
- 3
- 4
- 5
- 6
- 7
- 8
- 9
- 10
- 11
- 12
- 13
- 14
- 15

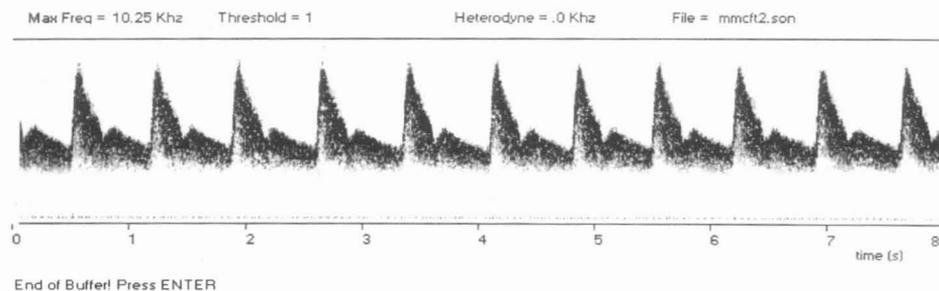


Figura 1. Sonograma típico encontrado em artéria carótida comum e estimado por modelagem FFT-periodogramas (Figura obtida com o sistema descrito neste trabalho).

A placa de desenvolvimento (Loughborough Sound Images, UK) é responsável pela aquisição e estimativa espectral do sinal Doppler, tanto por transformada rápida de Fourier (FFT) como por modelagem auto-regressiva (AR). O microcomputador realiza a leitura dos espectros de potência e a exibição do sonograma em tempo-real. Frequências de amostragem entre 2,56 e 40,96 kHz podem ser escolhidas pelo usuário, e são gerados 80 espectros por segundo. O sistema também permite armazenar em disco trechos do sonograma para pós-processamento.

**Descrição do "software"** -- O "software" do sistema é formado por dois módulos distintos que são executados paralelamente. O primeiro, chamado de módulo básico, é executado na placa do DSP e foi escrito em linguagem "Assembly" TMS320C25. Consiste nas rotinas para o controle de aquisição e estimativa espectral do sinal Doppler por FFT (Schlindwein e Evans, 1988) e por modelagem AR (Schlindwein e Evans, 1989). O segundo módulo, chamado principal, é executado no microcomputador e foi desenvolvido em linguagem "C" (Microsoft, versão 6.0) para facilitar o desenvolvimento e manutenção do programa, com apenas as rotinas mais críticas (escrita na tela do microcomputador e cálculo de raiz quadrada) em linguagem "Assembly" para garantir a execução em tempo-real. Este módulo é formado pelas rotinas de exibição gráfica do sonograma, cálculo de índices de interesse clínico e possui interface amigável para o usuário. Além disso, o módulo principal é responsável pelo controle da execução do módulo básico, programação da frequência de amostragem do conversor A/D e alteração do "status" da placa do DSP (Schlindwein *et alii*, 1994; Vieira, 1993).

### **Análise do sinal Doppler**

Após ser estimado por FFT ou modelagem AR, o sonograma é utilizado para calcular índices espectrais que possuem interesse clínico, de acordo com a literatura, pois representam características hemodinâmicas do fluxo sanguíneo. Assim foram calculados os seguintes parâmetros: Índice de Pulsatilidade, Índice de Resistência Periférica e Índice de Alargamento Espectral, conforme descrito por Vasconcelos (1994).

O primeiro passo para se calcular estes índices é obter o envelope de frequência máxima, que corresponde à velocidade máxima do fluxo sanguíneo em cada instante. Este envelope pode ser definido como a máxima frequência na qual o espectro atravessa um limiar definido pelo usuário. A escolha do valor de limiar adequado é crítica para a continuação da análise do sinal Doppler. Enquanto a escolha de um limiar muito baixo pode corromper o envelope com ruído, um valor muito alto pode resultar em perda de informação espectral.

A partir do envelope de frequência máxima, o início de cada batimento é então identificado através do algoritmo proposto por Evans (1988). Entretanto, este método necessita da escolha de um parâmetro (tamanho do trecho de sinal utilizado) para que o algoritmo consiga determinar o início correto de cada batimento. De acordo com Evans, este parâmetro deve ser ajustado dependendo do vaso sanguíneo em estudo e da forma do envelope espectral. Além disso, o algoritmo é sensível ao valor do limiar escolhido para determinar o envelope de frequência máxima, como descrito anteriormente. Por estas razões, é recomendável que a correta identificação do início dos batimentos também seja verificada visualmente.

Para se determinar um valor de limiar adequado de forma automática e sem interação do usuário, foi também implementado o algoritmo proposto por Evans, Schlindwein e Levene (1989), que estima o limiar como o valor mínimo que fornece um envelope de frequência máxima estável.

A partir dos envelopes de frequência máxima foram calculados os índices hemodinâmicos: Índice de Pulsatilidade (Pulsatility Index - PI), Índice de Resistência Periférica (Resistance Index - RI) e Índice de Alargamento Espectral (Spectral Broadening Index - SBI), dados pelas seguintes fórmulas:

$$PI = \frac{F_{\max} - F_{\min}}{F_{\text{media}}} \quad (\text{Gosling et alii, 1971}) \quad (1)$$

$$RI = \frac{F_{\max} - F_{\min}}{F_{\max}} \quad (\text{Fish, 1990}) \quad (2)$$

$$SBI = \frac{F_{\max SIS} - F_{\text{media}SIS}}{F_{\max SIS}} \quad (\text{Morin, Johnston e Law, 1988}) \quad (3)$$

Nas Equações (1) e (2),  $F_{\max}$ ,  $F_{\min}$  e  $F_{\text{media}}$  são os valores máximo, mínimo e médio, respectivamente, do envelope de frequência máxima, durante um batimento cardíaco. Na Equação (3),  $F_{\max SIS}$  e  $F_{\text{media}SIS}$  são os valores dos envelopes de frequência máxima e média, no pico sistólico e calculados através da média de três espectros (Morin, Johnston e Law, 1988); a  $F_{\text{media}SIS}$  é a frequência média (ponderada pelo espectro de amplitude), calculada na banda entre a frequência máxima e mínima ( $F_{\max SIS}$  e  $F_{\min SIS}$ ) dada pelo limiar.

Após a realização destes cálculos para cada batimento de um trecho de 20 s de sonograma, os valores destes índices são mostrados na tela e podem ser gravados em arquivos-texto para análises estatísticas futuras.

Foi realizado um experimento incluindo 7 indivíduos adultos normais de ambos os sexos, com faixa etária de 20 a 30 anos, sem sintomas de doença vascular. Foram colhidos e gravados em fita cassete, trechos de aproximadamente 5 minutos do sinal Doppler (após passar pelo circuito detector heteródino) de artéria carótida comum direita e de artéria braquial direita. Durante a gravação do sinal, o sistema continua exibindo o sonograma em tempo-real e o examinador pode verificar a qualidade do sinal. Após a gravação, apenas os trechos com forma de onda mais estável e sem artefatos foram selecionados para o cálculo dos índices. A banda passante do gravador, situada aproximadamente entre 100 Hz e 7 kHz, é adequada para os sinais heteródinos utilizados (Vasconcelos, 1994).

Para analisar a estabilidade dos índices em função do tempo, utilizou-se o seguinte procedimento: Após gravar um longo intervalo de sinal Doppler de artéria carótida comum (aproximadamente 5 minutos), foram escolhidos 5 trechos menores (20 segundos) nos quais o sonograma se apresentava mais estável. Em seguida, os índices hemodinâmicos foram calculados por FFT e modelagem AR, utilizando-se um limiar adequado (6) na escala arbitrária (0-255) do sistema, de acordo com os critérios descritos anteriormente.

## RESULTADOS

## Estabilidade dos índices em função do limiar

Inicialmente, os parâmetros PI e RI foram calculados a partir de sonogramas obtidos tanto por FFT como por modelagem AR, para valores de limiar no intervalo entre 1 e 30. Embora o máximo valor possível para o limiar neste sistema seja de 255, 95% da potência do espectro se concentra em valores de limiar abaixo de 30, em todos os casos examinados. Em todos os sinais de artéria carótida comum analisados, os gráficos de PI, como os apresentados na Figura 2 (A e B), e RI, mostraram dependência em função do limiar, com uma região de platô bem definida, concordando com o trabalho de Vieira (1993), que calculava os índices apenas por estimativa com FFT, numa outra amostra de artéria carótida em 4 casos normais. Utilizando o método automático para a escolha do limiar ótimo (Evans, Schlindwein e Levene, 1989), foram obtidos resultados satisfatórios, tanto para sonogramas obtidos por estimativa FFT como por modelagem AR, fornecendo valores de limiar entre 5 e 7, correspondendo ao início da região de estabilidade das Figuras 2-A e 2-B.

Seguindo a definição original (Morin, Johnston e Law, 1988), o SBI foi inicialmente implementado com base no espectro de potência, e em seguida com os espectros de amplitude (Schlindwein *et alii*, 1994), apresentando resultados e gráficos semelhantes em todos os casos analisados. Não foi encontrada região de platô, sendo que o SBI diminuiu monotonicamente com o aumento do limiar, conforme mostrado nas Figuras 3-A e 3-B. Este comportamento era previsível pois de acordo com a Equação (3), à medida que o limiar aumenta, o numerador ( $F_{maxSIS} - F_{mediaSIS}$ ) tende a zero ( $F_{maxSIS}$  e  $F_{minSIS}$  se aproximam) enquanto que o denominador  $F_{maxSIS}$  tende ao ponto de máxima potência. Como o SBI foi calculado a partir da média aritmética de três espectros, os resultados aqui encontrados a partir de sonogramas estimados via FFT apresentam dispersão menor que os obtidos por Vieira (1993), que utilizava apenas um espectro para o cálculo de SBI. As Figuras 2 e 3 são exemplos representativos dos resultados encontrados, sendo parecidos nos demais casos examinados.

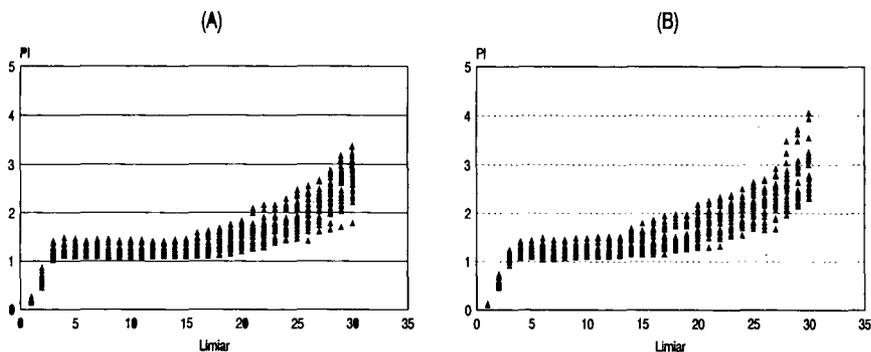


Figura 2 - Gráficos de PI para cada batimento em função do limiar a partir de sonogramas obtidos por (A) FFT e (B) AR, de sinais Doppler de carótida comum de um único indivíduo. Notar que existe uma região de estabilidade entre os valores 4 e 13 do limiar. Cada ponto mostrado no gráfico corresponde a um batimento cardíaco

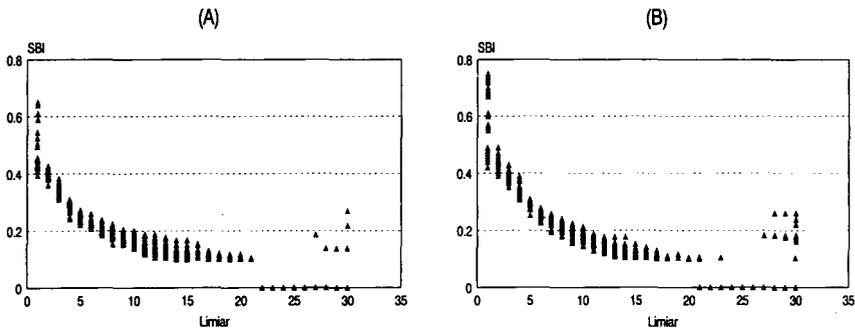


Figura 3. Gráfico de SBI para cada batimento em função do limiar, obtido a partir do sonograma da artéria carótida de um único indivíduo e estimado por (A) FFT e (B) AR. Notar que não existe região de estabilidade e o gráfico é decrescente com o aumento do limiar. Cada ponto mostrado no gráfico corresponde a um batimento cardíaco

#### Estabilidade dos índices em função do tempo

Após gravar um longo trecho de sinal Doppler e selecionar os trechos onde o sonograma se apresentava mais estável, os índices hemodinâmicos foram calculados por FFT e modelagem AR. Após esta etapa foi realizada a análise de variância (Analysis of Variance - ANOVA), utilizando o "software" SYSTAT versão 5.02 (SYSTAT, 1990-1993) com a hipótese de que os índices calculados em cada trecho pertenciam à mesma população estatística. Em todos os casos analisados, esta hipótese pode ser recusada ( $p < 10\%$ ), mas com valores de  $p$  maiores (menos significativo) do que aqueles encontrados por Vieira (1993). A utilização de um mecanismo de apoio para o transdutor, a fim de minimizar seus movimentos, pouco alterou os resultados de estabilidade.

#### Comparação entre índices calculados via FFT e modelagem AR

Nesta análise, para um mesmo trecho de sinal Doppler, foi gerado um sonograma através de FFT e outro por modelagem AR. Em seguida os índices hemodinâmicos foram calculados para cada sonograma, utilizando-se um limiar adequado (6), de acordo com os critérios descritos anteriormente.

Inicialmente foi realizada uma comparação visual dos gráficos dos índices em função do tempo (seqüência dos batimentos). Na maioria dos casos analisados, os gráficos dos índices PI e RI, calculados via FFT e AR, apresentaram formas e tendências semelhantes, como pode ser visto nas Figuras 4-A e 4-B num exemplo representativo. A semelhança entre os gráficos de PI e RI era esperada devido à definição dos índices nas Equações (1) e (2) e à alta correlação observada por Vieira (1993).

Foi então testada a hipótese de que cada grupo de índices, calculados via FFT e AR, pertencia à mesma população estatística. Com esta hipótese, foi realizado o teste 't' com índices emparelhados (SYSTAT, versão 5.02), já que cada grupo de índices foi calculado para o mesmo trecho de sinal Doppler. Embora os índices obtidos via FFT e AR possuíssem valores com a mesma ordem de grandeza, foram encontradas diferenças significativas ( $p < 10\%$ ) em todos os casos analisados.

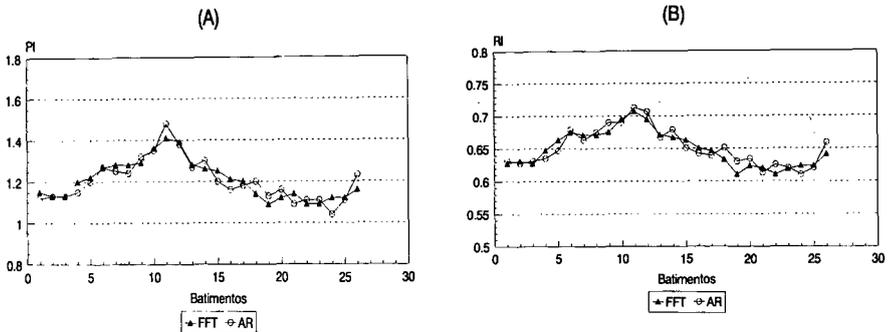


Figura 4. Gráficos de (A) PI e (B) RI, para cada batimento. Os índices foram calculados com um limiar de 6 e obtidos a partir de sonograma de artéria carótida comum de um único indivíduo.

### CONCLUSÃO E DISCUSSÃO

Nos sinais Doppler obtidos de 7 indivíduos normais, foi observado que os índices hemodinâmicos dependem fortemente do limiar, porém na artéria carótida comum existe um intervalo ótimo de valores para o limiar, no qual os gráficos de PI e RI apresentam maior estabilidade. A escolha de um valor para o limiar neste intervalo é fundamental para uma análise mais consistente destes índices clínicos. Observou-se que, com este valor, os envelopes de frequência também são bastante lisos, e definem bem o contorno do sonograma (Schlindwein *et alii*, 1994). Adicionalmente, em geral verificou-se que resultados mais estáveis para PI e RI são obtidos com sonogramas de maior potência na fase diastólica, levando a um envelope mais nítido.

Por outro lado, a análise dos sinais Doppler de artéria braquial com fluxo bidirecional foi bastante prejudicada pela presença de interferência de "cross-talk", que resulta num espectro "fantasma" de menor amplitude, cujos componentes são refletidos, a partir do espectro real, em torno da frequência heteródina (Johnston, Maruzzo e Cobbold, 1978). A interferência de "cross-talk" é um problema comum em detectores direcionais deste tipo, causado neste sistema pelo erro de defasagem nos sinais em quadratura fornecidos pelo velocímetro Parks 806-A utilizado (Vasconcelos, 1994). Entretanto, com a utilização de ajustes no "hardware" e algoritmos específicos para eliminar o ruído de "cross-talk" conseguiram-se detectar os envelopes de frequência máxima e mínima de forma adequada (resultados apresentados em Vasconcelos, 1994).

Os sinais de artéria braquial normalmente possuem componentes de fluxo reverso fracos, o que também dificultou sua análise. Dessa forma, foi observado (Vasconcelos, 1994) que os índices hemodinâmicos calculados para artéria braquial apresentam uma variabilidade maior do que os da artéria carótida comum.

O gráfico de SBI em função do limiar não apresentou região de estabilidade, permanecendo decrescente com o aumento do limiar. Este comportamento, verificado tanto para artéria carótida comum como para artéria braquial, era previsível, pois de acordo com a definição utilizada para SBI

na Equação (3), o numerador decresce mais rapidamente que o denominador, à medida que o limiar aumenta.

O método de estimativa automática do limiar desenvolvido originalmente por Evans, Schindwein e Levene (1989) apresentou resultados satisfatórios para os sinais de artéria carótida comum. O valor de limiar calculado automaticamente coincidiu sempre com o início do intervalo de estabilidade do gráfico índice versus limiar. Quando o método foi utilizado para os sinais de artéria braquial, o limiar calculado apresentou valores muito baixos, onde os gráficos dos índices versus limiar ainda se apresentavam muito instáveis. Isto pode ser devido ao fato de que os sinais utilizados no trabalho original eram de artéria cerebral média de recém-nascidos, que possui características semelhantes com os sinais de artéria carótida comum (fluxo unidirecional). O desenvolvimento de um método automático alternativo, mais adequado a sinais com fluxo bidirecional, é desejável.

Em relação à estabilidade dos índices hemodinâmicos em função do tempo, a análise estatística (ANOVA) mostrou a grande variabilidade destes índices ao longo de exames de cinco minutos no mesmo caso, inclusive com utilização de um mecanismo de apoio, para minimizar os deslocamentos do transdutor. Possíveis causas da variabilidade dos índices hemodinâmicos obtidos a partir de sinais Doppler, tais como alterações fisiológicas e pequenos movimentos do transdutor foram discutidos por Lunt (1975), Clifford *et alii* (1981) e Hoskins, Loupas e McDicken (1991).

Na comparação entre os dois métodos de estimativa espectral utilizados (FFT e AR), os gráficos dos índices hemodinâmicos em função do tempo (seqüência de batimentos) apresentaram formas e tendências semelhantes para os dois métodos, principalmente no caso de PI e RI, indicando que os métodos de estimativa espectral FFT e AR conseguem representar as mesmas características hemodinâmicas do sinal Doppler.

Quando foi utilizado o teste 't' com índices de cada batimento emparelhados, a hipótese de que cada grupo de índices, calculados via FFT e AR, pertencia à mesma população estatística foi recusada. Verificou-se que, na maioria dos sinais analisados, os índices calculados por FFT apresentaram média e variância menores do que aqueles calculados por modelagem AR, o que foi determinante para que a hipótese nula fosse recusada.

Também verificou-se que os gráficos de PI e RI em função do tempo apresentaram formas e tendências semelhantes, concordando com o resultado obtido por Vieira (1993) no qual estes índices apresentaram forte correlação entre si.

Em conclusão, o sistema apresentado mostrou-se adequado e de fácil uso para o cálculo do sonograma e os índices hemodinâmicos. Adicionalmente, o sistema pode ser utilizado para analisar o espectro de qualquer sinal com frequências na faixa de áudio, como por exemplo sinais de fala, e se mostrou útil em aplicações didáticas, como um instrumento de apoio em aulas sobre processamento digital de sinais, e fisiologia humana. Os índices hemodinâmicos mostraram variabilidade com tempo e alta dependência com o limiar. Escolhendo este limiar na faixa do platô para o PI e RI (Figura 2) leva a resultados mais consistentes. Para o SBI porém não há tal faixa adequada (Figura 3) e os resultados demonstram a importância de se sempre indicar o limiar usado, juntamente com o valor do SBI. As diferenças estatisticamente significativas entre os valores obtidos com FFT e modelo AR, e mudanças intra-indivíduo com tempo, não devem, entretanto, ser considerados como inviabilizando o seu uso clínico, onde principalmente PI e RI têm se estabelecido. Os resultados na pequena amostra

porém alertam que os índices devem ser tratados com cuidado, sendo necessário estudos adicionais para definir o método de cálculo dos índices mais adequado em casos clínicos.

### AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Rio de Janeiro (FAPERJ), Fundação Universitária José Bonifácio (FUJB), Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ) e Coordenação dos Programas de Pós-graduação em Engenharia (COPPE) pelo suporte financeiro para este projeto.

### REFERÊNCIAS

- CLIFFORD, P. C., SKIDMORE, R., BIRD, D. R., WOODCOCK, J. P. and BAIRD, R. N. (1981). "The role of pulsatility index in the clinical assessment of lower limb ischaemia". *J. Med. Eng. Technology*, v. 5, p. 237-241.
- EVANS, D. H. (1988). "A pulse-foot-seeking algorithm for Doppler ultrasound waveforms". *Clin. Phys. Physiol. Meas.* v. 9, p. 267-271.
- EVANS, D. H., MCDICKEN, W. N., SKIDMORE, R. and WOODCOCK, J. P. (1989). *Doppler Ultrasound - Physics, Instrumentation and Clinical Applications*, John Wiley & Sons Ltd, Chichester.
- EVANS, D. H., SCHLINDWEIN F. S. and LEVENE, M. I. (1989). "An automatic system for capturing and processing ultrasonic Doppler signals and blood pressure signals". *Clin. Phys. Physiol. Meas.* v. 10, n. 3, p. 241-251.
- FISH, P. J. (1990). *Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound*, John Wiley & Sons, Chichester.
- GOSLING, R. G., KING, D. H., NEWMAN, D. L. and WOODCOCK, J. P. (1969). "Transcutaneous measurement of arterial blood velocity by ultrasound". *J. Ultrasonics, Ultrasonics for Industry Conference Papers*. p. 16-23.
- GOSLING R. G., DUNBAR G., KING D. H., NEWMAN D. L., SIDE S. D. and WOODCOCK J. P. (1971). "The quantitative analysis of occlusive peripheral arterial disease by a non-invasive technique". *Angiology*. v. 22, p. 52-55.
- GREENE, F. M., BEACH, K., STRANDNESS Jr, D. E., FELL, G. and PHILLIPS, D. J. (1982). "Computer based pattern recognition of carotid arterial disease using pulsed Doppler ultrasound". *Ultrasound Med. Biol.* v. 8, n. 2, p. 161-176.
- GUESTIN, H. R. (1986). *Fluxômetro Doppler ultra-sônico direcional com indicação de velocidade média e instantânea e aproximação à análise espectral*, Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro.

- HOSKINS, P. R., LOUPAS, J. and MCDICKEN, W. N. (1991). "An investigation of simulated umbilical artery Doppler waveforms-I. The effect of three physical parameters on the maximum frequency envelope and on pulsatility index". *Ultrasound Med. Biol.* v. 17, n.1, p. 7-21.
- JOHNSTON, K. W., MARUZZO, B. C. and COBBOLD, R. S.(1978). "Doppler methods for quantitative measurement and localization of peripheral arterial occlusive disease by analysis of the blood flow velocity waveform". *Ultrasound Med. Biol.* v. 4, p. 209-223.
- KASSAM, M. S., COBBOLD, R. C., JOHNSTON, K. W. and GRAHAM, C. M. (1982). "Method for estimating the Doppler mean velocity waveform". *Ultrasound Med. Biol.*, v. 8, n. 5, p. 537-544.
- KAY, S. M. and MARPLE JR., S. L. (1981). "Spectrum analysis - a modern perspective". *Proc. IEEE*, v. 69, n. 11, p. 1380-1419.
- LUNT, M. J. (1975). "Accuracy and limitations of the ultrasonic Doppler blood flow velocimeter and zero crossing detector". *Ultrasound Med. Biol.*, v. 2, p.1-10.
- MORIN J. F., JOHNSTON K. W. and LAW Y. F. (1988). "Factors affecting the continuous-wave Doppler spectrum for the diagnosis of carotid arterial disease". *Ultrasound Med. Biol.* v.14, n. 3, p. 175-189.
- SCHLINDWEIN, F. S. and EVANS D. H. (1988). "Real-time spectral analysis of Doppler signals using a Digital Signal Processor and microcomputer", *Physics in Medical Ultrasound II*, Durham, Report No. 57, ISPM, cap. 15, p. 112-118.
- SCHLINDWEIN, F. S. and EVANS D. H. (1989). "A real-time autoregressive spectrum analyzer for Doppler ultrasound signals", *Ultrasound Med. Biol.*, v. 15, n. 3, p. 263-272.
- SCHLINDWEIN, F. S., VIEIRA M. H., VASCONCELOS C. F. M. and SIMPSON D. M. (1994). "Real-time digital processing of Doppler ultrasound signals and calculation of flow parameters". *Medical Progress Through Technology*. v. 20, n. 1/2, p. 81-89.
- TMS 320C25 PC (1988). *System Board User Manual*. Loughborough Sound Images Ltd., Issue 4.1.
- VASCONCELOS, C. F. (1994). *Estimação espectral em tempo-real de sinais Doppler ultra-sônicos e cálculo de parâmetros hemodinâmicos*, Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro.
- VIEIRA M. H. (1993). *Sistema baseado em processador digital de sinais (DSP), para processamento, em tempo-real, de sinais Doppler*, Tese de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro.

**STABILITY ANALYSIS OF HAEMODYNAMIC PARAMETERS OBTAINED BY REAL-TIME SPECTRAL ESTIMATION OF DOPPLER ULTRASOUND SIGNALS**

C. F. M. Vasconcelos<sup>1</sup>, M. H. Vieira<sup>2</sup>, F. S. Schlindwein<sup>3</sup> and D. M. Simpson<sup>1</sup>

**ABSTRACT** -- Haemodynamic indices calculated from ultrasound Doppler signals aim to quantify the blood-flow characteristics of each heart-beat. Their value however depends on the method and certain parameters chosen in their calculation; the resulting variability of the indices is investigated in the present paper. First the system developed is presented, which permits the real-time estimation and display of the Doppler signal power spectrum as a sonogram. The system's input are quadrature Doppler signals, provided by continuous-wave ultrasound equipment, and it comprises heterodyne detection, filter and amplifier circuits and a development board for digital signal processing, based on the TMS320C25 Digital Signal Processor, all hosted in an IBM-PC 386 compatible computer. The development board is responsible for the Doppler signal acquisition and spectral estimation, which can be performed either by FFT or Autoregressive (AR) modeling. The system also permits the storage of segments of the sonogram for post-processing and performs the calculation of the following haemodynamic parameters: Pulsatility Index (PI), Peripheral Resistance Index (RI) and Spectral Broadening Index (SBI). These indices use spectral envelopes derived from thresholding the power-spectral density, which define the maximum frequency. In a first study, this threshold value was varied: PI and RI showed a plateau of fairly stable results over a limited range of thresholds, in which the spectral envelope was also found to be visually acceptable. The SBI showed no such plateau, decreasing with increasing threshold. An automatic technique for threshold determination was implemented and generally gave threshold levels near the beginning of the plateau-range for PI and RI. In order to assess the repeatability of the results, five sonograms of 20 s duration were collected in the right common carotid and right brachial arteries of 7 normal adults. The parameters for each heart-beat were compared using analysis of variance (ANOVA) and in all patients, statistically significant differences ( $p < 10\%$ ) were found between data blocks. Finally, parameters calculated from FFT-periodograms and AR modeling were compared using the 't' test and generally differences ( $p < 10\%$ ) were found; their beat-to-beat variation was however similar. Although the threshold level for spectral envelope determination may be estimated automatically, the parameters appear to be intrinsically variable and should be treated with caution.

**Keywords:** Doppler Ultrasound, Signal Processing, Haemodynamic Indices

---

<sup>1</sup> Programa de Engenharia Biomédica - COPPE - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Cx. Postal 68510, CEP 21945-910, RJ, Brasil. E-mail: fred@serv.peb.ufrj.br - david@serv.peb.ufrj.br

<sup>2</sup> Escola Técnica Federal do Ceará, Avenida Treze de Maio, 2081, Benfica, Fortaleza-CE.

<sup>3</sup> University of Leicester, Department of Engineering, University Rd., Leicester LE1 7RH, UK. E-mail: fss1@le.ac.uk